

Method and apparatus for continuously monitoring the concentration of a metabolite

Patent Number: ☐ US5640954
Publication date: 1997-06-24
Inventor(s): PFEIFFER ERNST (DE); STERNBERG FABIO (DE)
Applicant(s):
Requested Patent: ☐ DE4401400
Application Number: US19950435382 19950505
Priority Number(s): US19950435382 19950505; DE19944401400 19940119
IPC Classification: A61B5/00
EC Classification: A61B5/00R2, C12Q1/00B6, G01N33/487B2
Equivalents: ☐ EP0664989

Abstract

The present invention is directed to a method and an apparatus for continuously monitoring the concentration of a metabolite, such as glucose or lactic acid, in biological tissue, in which a perfusion fluid is fed to a microdialysis probe implanted in the subcutaneous tissue and removed therefrom as dialysate after enrichment with the metabolites contained in the lymph. An enzyme is added to the dialysate and/or perfusion fluid, and the concentration of the metabolite in the dialysate is determined under the selective effect of the enzyme at a measuring point which is positioned ex vivo, using an electrochemical sensor. The enzyme is added to the dialysate in the form of a continuous enzyme solution flow upstream of the measuring point and in dependence of the throughput of the microdialysis probe.

Data supplied from the esp@cenet database - 12



DEUTSCHES
PATENTAMT

①2 Offenlegungsschrift
①0 DE 44 01 400 A 1

②1 Aktenzeichen: P 44 01 400.7
②2 Anmeldetag: 19. 1. 94
④3 Offenlegungstag: 20. 7. 95

⑤1 Int. Cl. 6:
A 61 B 5/14
A 61 M 1/14
G 01 N 33/48
G 01 N 27/403
C 12 Q 1/54
C 12 Q 1/00
C 12 Q 1/26
C 12 Q 1/32

DE 44 01 400 A 1

- ⑦1 Anmelder:
Pfeiffer, Ernst, Prof. Dr., 89075 Ulm, DE
- ⑦4 Vertreter:
Wolf, E., Dipl.-Phys. Dr.-Ing.; Lutz, J., Dipl.-Phys.
Dr.rer.nat., Pat.-Anwälte, 70193 Stuttgart
- ⑦2 Erfinder:
Pfeiffer, Ernst, Prof. Dr., 89075 Ulm, DE; Sternberg,
Fabio, Dr., 89231 Neu-Ulm, DE

- ⑤6 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

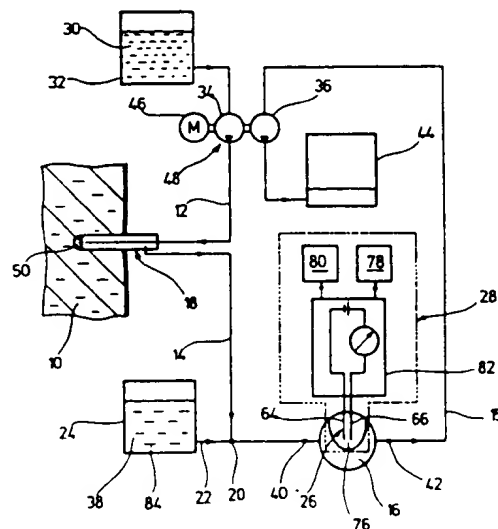
DE 39 00 119 C1
DE 35 30 689 C2
DE 42 35 768 A1
DE 41 30 742 A1
DE 40 01 760 A1
DE 37 00 119 A1
DD 2 65 001 A1
US 51 09 850
EP 00 69 247 B1
EP 02 86 118 A2

EP 01 66 920 A1
EP 00 64 369 A1
EP 5 54 955 A1
EP 5 39 625 A1
EP 2 15 678 A2
EP 1 02 458 A1
WO 91 15 993
SU 11 13 744 A

CAMMANN, Karl: Das Arbeiten mit ionenselektiven Elektroden, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York 1977, S.100-108;
SCHINDLER, J.G.;
GÜLICH M.: L-Lactat-Durchfluß- elektrode mit immobilisierter Lactat-Oxidase. In: Fresenius Z.Anal.Chem., Bd.308, 1981, S.434- 436;
MINDT, W.;
RACINE, Ph.;
et.al.: Sensoren für Lactat und Glucose, Verlag Chemie GmbH, Wein- heim, 1973, S.805-808;
RACINE;
et.al.: An instrument for the rapid de- termination of L-lactate in biological fluids. In: Medical Instrumentations, Vol.9, No.1, Jan.- Feb. 1975, S.11-14;

- ⑤4 Verfahren und Anordnung zur kontinuierlichen Überwachung der Konzentration eines Metaboliten

- ⑤7 Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Anordnung zur kontinuierlichen Überwachung der Konzentration von Metaboliten, wie Glukose oder Milchsäure, in Biogeweben, wobei einer vorzugsweise im Subkutangewebe (10) implantierten Mikrodialysesonde (18) ein Perfusatstrom über eine Perfusatsleitung (12) zugeführt und unter Anreicherung mit dem in der Gewebeflüssigkeit enthaltenen Metaboliten über eine Dialysatsleitung (14) als Dialysatstrom entnommen wird. Zusätzlich wird dem Dialysatstrom an einer Mischstelle (20) ein kontinuierlicher Enzymlösungsstrom zugemischt. Mit dem so gebildeten Meßdialysatstrom wird ein elektrochemischer Meßsensor (26) kontinuierlich beaufschlagt und dabei die Konzentration des Metaboliten im Meßdialysatstrom unter selektiver Einwirkung des Enzyms (84) amperometrisch bestimmt.



DE 44 01 400 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur kontinuierlichen Überwachung der Konzentration eines Metaboliten, wie Glukose oder Milchsäure, in Biogewebe, wobei einer vorzugsweise im Subkutangewebe implantierten Mikrodialyse-sonde ein Perfusatstrom zugeführt und unter Anreicherung mit dem in der Gewebeflüssigkeit enthaltenen Metaboliten als Dialysatstrom entnommen wird, und wobei die Konzentration des Metaboliten im Dialysatstrom unter selektiver Einwirkung eines Enzyms an einer vorzugsweise extrakorporal angeordneten Meßstelle bestimmt wird.

Verfahren und Anordnungen dieser Art finden vor allem im Bereich der Humanmedizin ihre Verwendung. Neben sportmedizinischen Anwendungen wie der Milchsäureüberwachung unter anaerober Belastung oder der Bestimmung der Variation freier Fettsäuren unter verschiedenen Bedingungen steht hier vor allem die Blutzuckerüberwachung von Diabetikern im Vordergrund. Eine schnelle Information über den Blutzuckerspiegel ist unumgängliche Bedingung für eine effektive, rückgekoppelte Dosierung von Insulingaben. Unter außerklinischen Bedingungen des täglichen Lebens kommt jedoch eine vom Patienten durchgeführte Selbstüberwachung des Zuckerspiegels mittels kontinuierlich am venösen Blutstrom angekoppelter Biosensoren unter anderem wegen Gerinnungsproblemen kaum in Frage. Als gangbare Alternative hat sich die Bestimmung des mit dem Blutzuckerspiegel weitgehend linear korrelierten Zucker- bzw. Glukosegehalts der interstitiellen Gewebeflüssigkeit herausgestellt. Bei den ersten nach diesem Prinzip arbeitenden Verfahren (vgl. EP-A-275 390) wurde ein mit einem immobilisierten Enzym beschichteter Nadelsensor in das Gewebe eingebracht und der Glukosegehalt ohne Probenentnahme in situ direkt in der Interstitialflüssigkeit durch Messungen auf enzymatisch-elektrochemischer Basis bestimmt. Dieses Konzept erwies sich jedoch als nachteilig, da bei Langzeitmessungen in vivo die Glukosesensitivität des Nadelsensors durch Einflüsse physiologischer Parameter mit der Zeit stetig abnahm. Um dem zu entgehen, wurde gemäß dem eingangs angegebenen Verfahren vorgeschlagen (DE-A-41 30 742), Metaboliten mittels der Mikrodialysetechnik aus der Gewebeflüssigkeit zu gewinnen, die eigentliche Messung aber nach ex vivo zu verlagern, wobei ein Probenransport von der subkutan implantierten Mikrodialyse-sonde zu einer extrakorporal angeordneten elektrochemischen Enzymzelle über eine Dialysatleitung erfolgt. Mit dieser Technik war es unter zusätzlicher Spülung der Enzymzelle mit Pufferflüssigkeit möglich, den Einfluß von in biologischem Material vorhandenen Enzyminhibitoren zurückzudrängen und die Validität von Langzeitmessungen zu erhöhen. Intravenöse Referenzmessungen zeigten eine hohe Korrelation und eine unter Normalbedingungen geringe zeitliche Verzögerung zwischen den Zuckerspiegeln von Blut und Gewebe. Allerdings wurde eine mit dem allmählichen Verlust an Enzymaktivität verbundene Meßsignaldrift beobachtet. Zugleich erforder-ten Herstellung und Austausch des enzymbeschichteten Sensors vergleichsweise hohe Materialkosten.

Hier von ausgehend liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, das bekannte Verfahren und die bekannten Anordnung so zu verbessern, daß stabile und genaue Langzeitmessungen der Konzentration von Metaboliten in Biogewebe auf Online-Basis ermöglicht werden, wobei eine kompakte und kostensparende Bauart der Einzelkomponenten, einfache Handhabung und hohe Biokompatibilität gefordert wird.

Zur Lösung dieser Aufgabe werden die in den Ansprüchen 1 bzw. 12 angegebenen Merkmalskombinationen vorgeschlagen. Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen.

Die erfindungsgemäße Lösung geht von dem Gedanken aus, daß zur Kostenverringerung und Stabilitätsverbesserung des Meßsensors die enzymatisch katalysierten Reaktionsvorgänge unter räumlicher Trennung vom Meßsensor und unter stetiger oder gelegentlicher Erneuerung des Enzyms ablaufen sollten. Um dies zu ermöglichen, wird bei dem erfindungsgemäßen Verfahren vorgeschlagen, daß eine das Enzym enthaltende Enzymlösung dem Dialysat- oder/und Perfusatstrom zugemischt wird.

Eine bevorzugte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, daß die Enzymlösung als kontinuierlicher Enzymlösungsstrom stromauf der Meßstelle dem Dialysatstrom zugemischt wird, und daß mit dem so gebildeten Meßdialysatstrom ein an der Meßstelle angeordneter elektrochemischer Meßsensor kontinuierlich beaufschlagt wird. Dadurch werden Meßproben mit gleichbleibender Enzymaktivität stetig an dem Meßsensor vorbeigeführt und eine mit den Stoffwechselvorgängen schritthaltende, bei zu vernachlässigender Fließdauer in "Echtzeit" ablaufende Meßführung ermöglicht. Die Konzentration des Metaboliten im Meßdialysatstrom wird dann vorteilhafterweise dadurch bestimmt, daß der Metabolit im Meßdialysatstrom unter Einwirkung des Enzyms oxidiert wird, und daß die Konzentration eines an der Oxidationsreaktion teilnehmenden oder dabei entstehenden Reaktionspartners mittels zweier polarisierter Elektroden des Meßsensors amperometrisch bestimmt wird.

Um die Elektroden des Meßsensors vor Ablagerungen zu schützen und die enzymatisch induzierten Vorgänge von den elektrochemischen Vorgängen zu trennen, werden die Elektroden des Meßsensors mittels einer für den Reaktionspartner durchlässigen, vorzugsweise als für das Enzym undurchlässige Dialysemembran ausgebildeten Schutzmembran von dem Meßdialysatstrom getrennt. Zur Senkung von Verbrauchskosten wird die Schutzmembran zweckmäßig auswechselbar in dem Sensor angeordnet.

Eine gleichbleibende Enzymkonzentration im Meßdialysat kann dadurch erreicht werden, daß der Enzymlösungsstrom in Abhängigkeit vom Durchsatz der Mikrodialyse-sonde zugemischt wird, wobei das Verhältnis zwischen Perfusatstrom und Enzymlösungsstrom 1 : 10 bis 10 : 1, vorzugsweise 1 : 1 beträgt.

Eine ausreichende Anreicherung des Perfusatstroms mit Metaboliten wird erzielt, wenn der Perfusatstrom 1 bis 15 µl/min, vorzugsweise 6 bis 7 µl/min beträgt.

Je nach Anwendungsfall kann als Enzym beispielsweise Glukoseoxidase (zur Bestimmung von Glukose) oder Laktatoxidase (zur Bestimmung von Laktat) eingesetzt werden. Vorteilhafterweise beträgt die Konzentration des Enzyms in der Enzymlösung von 100 U/ml bis 10 000 U/ml.

Eine bioverträgliche Perfusionsflüssigkeit besteht beispielsweise aus physiologischer Kochsalz- oder Ringerlösung, die zur Stabilisierung des pH-Werts phosphatgepuffert sein kann. Ferner kann die Enzymlösung zur

Ausschaltung eventueller bakterieller Einflüsse auf die Messung mit Kresolen in einer Konzentration von 0,01 bis 1 Gew.% versetzt werden.

Um die Linearität der Messung auch bei höheren Metabolitkonzentrationen zu gewährleisten, wird die Enzymlösung und/oder die Perfusionsflüssigkeit mit Sauerstoff angereichert, indem sie beispielsweise vor der Messung einer Sauerstoff-Atmosphäre ausgesetzt wird.

Bei einer zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeigneten bevorzugten Anordnung wird zur Lösung der vorstehend angegebenen Aufgabe vorgeschlagen, daß die Dialysat- oder/und Perfusatleitung aus einem Enzymlösungsreservoir mit einer Enzymlösung beaufschlagbar ist, und daß die Meßanordnung einen zur Bestimmung der Konzentration des unter der Einwirkung des Enzyms oxidierbaren Metaboliten ausgebildeten, an der Dialysatleitung angekoppelten Meßsensor aufweist. Damit ist es möglich, die Enzymlösung nach Bedarf zuzumischen, und einen kostengünstig herstellbaren, für verschiedene Enzyme einsetzbaren Meßsensor zu verwenden.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung mündet das Enzymlösungsreservoir über einen Zuführkanal stromauf des Meßsensors an einer Mischstelle zusammen mit der Dialysatleitung in eine Meßdialysatleitung. Durch den gemeinsamen Transport in der Meßdialysatleitung wird eine ausreichende Wechselwirkung zwischen dem Enzym und dem Metabolit vor dem eigentlichen Nachweis gewährleistet. Gleichzeitig wird vermieden, daß Enzymlösung durch die Mikrodialysesonde hindurchgeschleust wird, so daß bei einer Beschädigung der Dialysemembran kein artfremdes Eiweiß aus der Mikrodialysesonde in das Körpergewebe gelangen kann.

Ein konstanter Perfusatstrom kann durch eine in der Perfusatleitung angeordnete, eingangsseitig mit einem Perfusatreiservoir und ausgangsseitig mit der Mikrodialysesonde kommunizierende erste Fördereinheit erzeugt werden. Um den mit dem Metaboliten angereicherten Perfusatstrom aus der Mikrodialysesonde als Dialysatstrom abzuführen und unter konstanter Zumischung von Enzymlösung als Meßdialysatstrom an der Meßsonde vorbeizuführen, kann eine zweite Fördereinheit stromab der Mischstelle vor oder nach dem Meßsensor in der Meßdialysatleitung angeordnet werden.

Ein Rückströmen von Enzymlösung in die Mikrodialysesonde wird bevorzugterweise dadurch verhindert, daß die Förderleistung der zweiten Fördereinheit größer, vorzugsweise doppelt so groß wie die Förderleistung der ersten Fördereinheit ist.

Um eine exakte Proportionalität zwischen Perfusatstrom und Meßdialysatstrom und damit konstante Meßbedingungen zu erzielen, sind die erste und zweite Fördereinheit jeweils als Dosierpumpe, vorzugsweise als Rollendosierpumpe oder Kolbenpumpe ausgebildet.

Ein besonders kompakter Aufbau wird dadurch erreicht, daß die erste und zweite Fördereinheit als in der Perfusat- und Meßdialysatleitung angeordnete, durch einen gemeinsamen Rollkolben zusammendrückbare Pumpschläuche einer einzelnen Rollendosierpumpe ausgebildet sind. Unterschiedliche Durchflußmengen lassen sich dabei durch verschiedenlumige Pumpschläuche einstellen.

Um einen quantitativen Nachweis des Metaboliten im Meßdialysatstrom zu ermöglichen, kann ein für amperometrische Messungen ausgebildeter Meßsensor verwendet werden, der eine vorzugsweise aus Platin oder Gold bestehende Meßelektrode und eine der Meßelektrode benachbarte, vorzugsweise aus Silber oder Edelstahl bestehende Vergleichselektrode aufweist.

Um die enzymatischen Vorgänge von den elektrochemischen Vorgängen an den Elektroden zu trennen und Ablagerungen auf denselben zu verhindern ist es von Vorteil, wenn der Meßsensor eine die Elektroden vom Meßdialysatstrom trennende, zweckmäßig auswechselbare semipermeable Schutzmembran aufweist.

Zur Optimierung der Meßbedingungen und zur Verringerung von Signaldrift kann eine die Temperatur in der Durchflußkammer auf einen vorzugsweise 29°C betragenden Vorgabewert einregelnde Temperaturregelrichtung vorgesehen werden.

Eine Rückströmung von enzymhaltigem Meßdialysat in Richtung der Mikrodialysesonde kann durch ein in der Dialysatleitung angeordnetes, selbsttätig sperrendes Rückschlagventil verhindert werden.

Der erfindungsgemäße Meßsensor wird vorzugsweise in Verbindung mit einer zweckmäßig an einem Patienten tragbaren Meßanordnung eingesetzt, die eine das Meßsignal des Meßsensors aufnehmende und daraus mit der Konzentration des Metaboliten im Gewebe korrelierte digitale Einzeldaten generierende, vorzugsweise mikroprozessorgesteuerte Auswerteelektronik aufweist.

Die auf diese Weise gewonnenen digitalen Einzeldaten können zur Erstellung eines Langzeitbildes in kontinuierlichen Zeitabständen in einem Speichermedium abgespeichert werden und zur Ablesung durch den Patienten an einem vorzugsweise als LCD-Anzeige ausgebildeten Anzeigemittel aktuell angezeigt werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren sowie die erfindungsgemäße Anordnung finden vorteilhafterweise zum Ausgleich diabetischer Defekte bei zuckerkranken Patienten Verwendung, wobei in Kombination mit einem automatisch arbeitenden Insulin-Infusionsmittel eine Steuerung der Insulingabe nach Maßgabe der im Körpergewebe des Patienten bestimmten Glukosekonzentration erfolgt.

Im folgenden wird die Erfindung anhand eines in der Zeichnung schematisch dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen

Fig. 1 ein Blockschaltbild einer Meßanordnung zur Überwachung von Metaboliten in Körpergewebe;

Fig. 2 eine Mikrodialysesonde in vereinfachter geschnittener Darstellung;

Fig. 3a und b einen Meßsensor und eine die Durchflußkammer begrenzende Platte in schaubildlicher Explosionsdarstellung und zusammengebaut in geschnittener Darstellung.

Die Anordnung zur Überwachung von Metabolitkonzentrationen im Körpergewebe gemäß Fig. 1 besteht im wesentlichen aus einer in das Subkutangewebe 10 eines Patienten implantierbaren Mikrodialysesonde 18 und einer extrakorporal angeordneten Meßanordnung 28, wobei die eingangsseitig über eine Perfusatleitung 12 mit einem Perfusatstrom beaufschlagbare Mikrodialysesonde 18 ausgangsseitig über eine Dialysatleitung 14 und

eine Meßdialysatleitung 15 mit einer Durchflußkammer 16 kommuniziert, an die ein Meßsensor 26 der Meßanordnung 28 angekoppelt ist, und wobei an einer Mischstelle 20 zwischen der Dialysatleitung 14 und der Meßdialysatleitung 15 ein Zufuhrkanal 22 eines Enzymlösungsreservoirs 24 angeschlossen ist.

Die beispielsweise aus phosphatgepufferter physiologischer Kochsalzlösung oder Ringer-Lösung bestehende Perfusionsflüssigkeit 30 wird mittels einer in der Perfusatleitung 12 angeordneten, eingangsseitig aus einem Perfusatorreservoir 32 gespeisten ersten Fördereinheit 34 der Mikro dialysesonde 18 zugeführt. Eine stromab der Mischstelle 20 und der Durchflußkammer 16 nachgeschaltete angeordnete zweite Fördereinheit 36 sorgt aufgrund ihrer im Vergleich zur ersten Fördereinheit 34 größeren Förderleistung dafür, daß der mit Metaboliten angereicherte Perfusatstrom als Dialysatstrom aus der Mikro dialysesonde 18 abgesaugt und unter zusätzlicher Zumischung von Enzymlösung 38 an der Mischstelle 20 als Meßdialysatstrom durch die Meßdialysatleitung 15 weitergeleitet wird. Dabei wird durch die höhere Förderleistung der zweiten Fördereinheit 36 gewährleistet, daß keine Enzymlösung 38 von der Mischstelle 20 in Richtung der Mikro dialysesonde 18 fließen kann. Der Meßdialysatstrom wird durch die an Anschlußstellen 40, 42 in die Meßdialysatleitung 15 geschaltete Durchflußkammer 16 hindurch- und dabei an Meßsensor 26 vorbeigeleitet und in einen der zweiten Fördereinheit 34 nachgeordneten Auffangbehälter 44 zur späteren Entsorgung abgeleitet. Die erste und zweite Fördereinheit 34, 36 können als voneinander getrennte Dosierpumpen, oder — wie in dem hier beschriebenen Ausführungsbeispiel — als durch einen gemeinsamen, mittels eines zweckmäßig batteriegespeisten Motors 46 angetriebenen Rollkolben zusammen drückbare Pumpschläuche einer Rollendosierpumpe 48 ausgebildet sein. Die auf die Perfusatleitung 12 und die Meßdialysatleitung 15 gemeinsam einwirkende Rollendosierpumpe 48 gewährleistet mit einfachen Mitteln die Einstellung eines vorgegebenen Verhältnisses zwischen Perfusatstrom und Meßdialysatstrom nach Maßgabe der verwendeten Pumpschlauchquerschnitte.

Wie aus Fig. 2 ersichtlich, besteht die Mikro dialysesonde 18 im wesentlichen aus einer an ihrem proximalen und distalen Ende verschlossenen doppelumigen Nadel mit einer Feinheit von etwa 20 Gauge, die im Bereich ihres distalen Endes mit einer Dialysemembran 50 versehen ist und die eine zentral angeordnete, mit der Perfusatleitung 12 kommunizierende innere Nadelkanüle 52 aufweist, die bis zum distalen Ende hindurchgreift. Die gleichfalls am proximalen Ende herausgeführte Dialysatleitung 14 reicht über einen Ringkanal 56 bis zum distalen Nadelende und kommuniziert dort mit der Auslaßöffnung 58 der inneren Nadelkanüle 52. Der Membranteil 50 der Dialysesonde ist bei deren Implantation vollständig in das Gewebe eingebettet, wobei die Porosität der Dialysemembran 50 so bemessen ist, daß die zu bestimmenden Stoffwechselprodukte, wie Glukose oder Milchsäure nahezu widerstandsfrei durch die Membran 50 hindurchdiffundieren können, während größere Moleküle zurückgehalten werden. Zur Glukose- und Milchsäurebestimmung wird die Porenweite bei 0,01 bis 0,03 µm gewählt. Aufgrund des zwischen der Interstitialflüssigkeit und dem an der Membran 50 entlanggepumpten Perfusatstrom hinsichtlich der Metaboliten bestehenden Konzentrationsgradienten wird das Perfusat mit Metaboliten aus dem interzellularen Gewebe befrachtet. Daraus resultiert ein Dialysat, wobei der Konzentrationsgradient durch Abpumpen des Dialysats kontinuierlich aufrechterhalten wird.

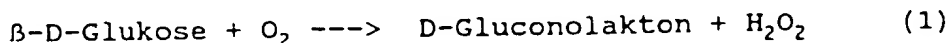
Der in Fig. 3a zusammen mit einer die Durchflußkammer 16 begrenzenden Kammerplatte 60 schaubildlich dargestellte elektrochemische Meßsensor 26 weist eine Isolatorplatte 62 auf, in die eine hohlzylindrische Vergleichselektrode 64 aus Silber oder Edelstahl sowie eine stiftförmige Meßelektrode 66 aus Platin oder Gold in zueinander koaxialer Anordnung über deren Breitseitenfläche 63 überstehend eingebettet sind. Die Isolatorplatte weist ferner zwei jeweils mit einer der voneinander isolierten Elektroden 64, 66 elektrisch leitend verbundene Anschlußstellen 68', 68'' auf. Die mit der Isolatorplatte verbindbare Kammerplatte 60 ist mit einer die Durchflußkammer 16 bildenden, zentral angeordneten und zu einer Breitseitenfläche 65 hin randoffenen zylindrischen Ausnehmung versehen. Des weiteren wird die Kammerplatte 60 von zwei an gegenüberliegenden Schmalseitenflächen überstehenden, in die Durchflußkammer 16 mündenden Verbindungsrohren 70, 72 durchsetzt, die zum Anschluß der Durchflußkammer 16 an die Anschlußstellen 40, 42 der Meßdialysatleitung 15 dienen. Gegebenenfalls kann die Durchflußkammer 16 bzw. das durch sie hindurchströmende Meßdialysat mittels einer nicht dargestellten Temperaturregeleinrichtung auf eine vorgebbare Temperatur eingeregelt werden.

Die Isolatorplatte 62 und die Kammerplatte 60 können unter gegenseitiger Anlage ihrer Breitseitenflächen 63 bzw. 65 durch nicht dargestellte Verbindungsmittel lösbar miteinander verbunden werden. Beim Zusammenbau wird zwischen der Kammerplatte 60 und der Isolatorplatte 62 eine die Durchflußkammer 16 an ihrer den Elektroden 64, 66 zugewandten Öffnung überdeckende, vorzugsweise als Dialysemembran ausgebildete Schutzmembran 74 eingelegt und eingeklemmt (Fig. 3b). Auf diese Weise läßt sich die Schutzmembran 74 bei Bedarf einfach auswechseln. In zusammengebautem Zustand befindet sich dann die aktive Meßstelle 76 des Meßsensors 26 im Bereich zwischen den durch die Schutzmembran 74 abgedeckten Stirnflächen der Elektroden. Die Vergleichselektrode 64 und die Meßelektrode 66 sind über die Anschlußstellen 68', 68'' an eine in Fig. 1 symbolisch dargestellte, mit einem Anzeigemittel 78 und einem Speichermedium 80 verbundene Auswerteelektronik 82, wie sie beispielsweise in der EP-A-275 390 beschrieben ist, anschließbar und mit einer Gleichspannung beaufschlagbar.

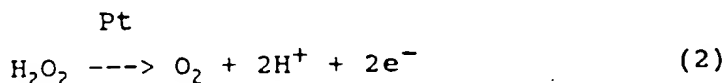
Bei der Meßdurchführung dient das in der Durchflußkammer 16 am Meßsensor 26 vorbeigeführte Meßdialysat als Elektrolyt. Auf der Fließstrecke zwischen der Mischstelle 20 und der Meßstelle 76 bewirkt eine zugemischte Enzymlösung 38, die Glukoseoxidase als Enzym 84 enthält, daß die aus dem Gewebe gewonnene β-D-Glukose im Beisein von Sauerstoff unter Freisetzung von H₂O₂ zu D-Glukonolaktone oxidiert, welches nachfolgend in wäßriger Lösung hydrolytisch zu D-Glukonsäure reagiert:

65

GOD

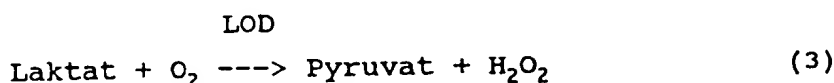


Die Bildungsrate von H_2O_2 kann als Diffusionsgrenzstrom aufgrund der folgenden Reaktion an der Platinanode amperometrisch gemessen werden:



Die zu bestimmende Glukosekonzentration verhält sich proportional zu dem so gemessenen Strom. Der im Meßdialysat vorhandene Sauerstoff reicht für den Reaktionsablauf aus, zumal der bei der Glukose-Umwandlung verbrauchte Sauerstoff bei der Umwandlung von H_2O_2 an der Pt-Anode 66 zurückgewonnen und zumindest teilweise in das Meßdialysat zurückgeführt wird. Zusätzlich ist es jedoch möglich und insbesondere bei hohen Metabolitkonzentrationen zweckmäßig, die Enzymlösung 38 oder die Perfusionsflüssigkeit 30 mit Sauerstoff anzureichern.

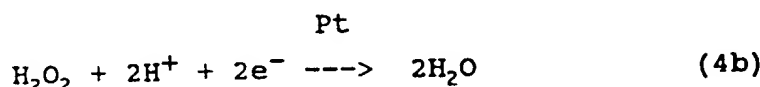
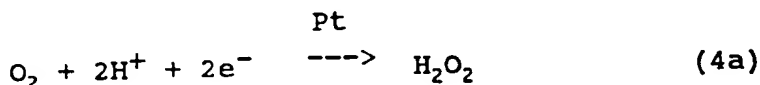
Zum Nachweis von Milchsäure (Laktat) kann bei grundlegend gleichem Meßaufbau mit einer Enzymlösung 38, die Laktatoxidase als Enzym 84 enthält, in dem Meßdialysat vorhandenes Laktat im Beisein von Sauerstoff in Pyruvat (Brenztraubensäure) unter Freisetzung von H_2O_2 oxidiert werden:



Auch hier kann die Bildungsrate von H_2O_2 mittels des elektrochemischen Sensors als Diffusionsgrenzstrom im Sinne der vorstehenden Reaktionsgleichung (2) an der Platinanode 66 gemessen werden.

Sowohl beim Glukosesensor als auch beim Laktatsensor wird der Diffusionsgrenzstrom mit einer positiven Polarisationsspannung gemessen.

Grundsätzlich ist es möglich, den in Fig. 1 gezeigten Sensor auch mit entgegengesetzter Polarisationsspannung, also mit dem Platinstift 66 als Kathode und der zylindrischen Silberelektrode 64 als Anode zu betreiben. Damit erhält man an der Meßelektrode 66 eine Reduktion des im Meßdialysat enthaltenen Sauerstoffs zunächst zu H_2O_2 und anschließend zu H_2O nach folgenden Reaktionsgleichungen:



Zur Messung des Sauerstoffpartialdrucks im Meßdialysat wird also der Differenzgrenzstrom bei konstanter Spannung zwischen Meßkathode 66 und Bezugsanode 64 als Maß für die in der Zeiteinheit die Kathode erreichenden O_2 Moleküle genutzt.

Zusammenfassend ist folgendes festzustellen: Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Anordnung zur kontinuierlichen Überwachung der Konzentration von Metaboliten, wie Glukose oder Milchsäure, in Biogeweben, wobei einer vorzugsweise im Subkutangewebe 10 implantierten Mikrodialysesonde 18 ein Perfusatsstrom zugeführt und unter Anreicherung mit dem in der Gewebeflüssigkeit enthaltenen Metaboliten als Dialysatstrom entnommen wird. Zusätzlich wird dem Dialysatstrom an einer Mischstelle 20 ein kontinuierlicher Enzymlösungsstrom zugemischt. Mit dem so gebildeten Meßdialysatstrom wird ein elektrochemischer Meßsensor 26 kontinuierlich beaufschlagt und dabei die Konzentration des Metaboliten im Meßdialysatstrom unter selektiver Einwirkung des Enzyms 84 amperometrisch bestimmt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung der Konzentration eines Metaboliten, wie Glukose oder Milchsäure, in Biogeweben, bei welchem einer vorzugsweise im Subkutangewebe (10) implantierten Mikrodialysesonde (18) ein Perfusatsstrom zugeführt und unter Anreicherung mit dem in der Gewebeflüssigkeit enthaltenen Metaboliten als Dialysatstrom entnommen wird, und bei welchem die Konzentration des Metaboliten im Dialysatstrom unter selektiver Einwirkung eines Enzyms (84) an einer vorzugsweise extrakorporal angeordneten Meßstelle (76) bestimmt wird, dadurch gekennzeichnet, daß eine das Enzym (84) enthaltende Enzymlösung (38) dem Dialysatoder/und Perfusatsstrom zugemischt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Enzymlösung (38) als kontinuierlicher Enzymlösungsstrom stromauf der Meßstelle (76) dem Dialysatstrom zugemischt wird, und daß mit dem so gebildeten Meßdialysatstrom ein an der Meßstelle (76) angeordneter elektrochemischer Meßsensor (26) kontinuierlich beaufschlagt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Metabolit im Meßdialysatstrom unter

Einwirkung des Enzyms (84) oxidiert wird, und daß die Konzentration eines an der Oxidationsreaktion teilnehmenden oder dabei entstehenden Reaktionspartners mittels zweier polarisierter Elektroden (64, 66) des Meßsensors (26) amperometrisch bestimmt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (64, 66) des Meßsensors (26) mittels einer für den Reaktionspartner durchlässigen, vorzugsweise als für das Enzym (84) undurchlässige Dialysemembran ausgebildeten, zweckmäßig auswechselbaren Schutzmembran (74) von dem Meßdialysatstrom getrennt werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Enzymlösungsstrom in Abhängigkeit vom Durchsatz der Mikro dialysesonde (18) zugemischt wird, wobei das Verhältnis zwischen Perfusatstrom und Enzymlösungsstrom 1 : 10 bis 10 : 1, vorzugsweise 1:1 beträgt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Perfusatstrom 1 bis 15 µl/min, vorzugsweise 6 bis 7 µl/min beträgt.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß Glukoseoxidase oder Laktat-oxidase als Enzym (84) eingesetzt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Konzentration des Enzyms (84) in der Enzymlösung (38) im Bereich von 100 U/ml bis 10 000 U/ml eingestellt wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß das gegebenenfalls phosphat-gepufferte Perfusat (30) aus physiologischer Kochsalz- oder Ringer-Lösung besteht.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Enzymlösung (38) mit Kresolen in einer Konzentration von 0,01 bis 1 Gew.% versetzt wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Enzymlösung (38) und/oder das Perfusat (30) mit Sauerstoff angereichert werden.

12. Anordnung zur kontinuierlichen Überwachung der Konzentration eines Metaboliten, wie Glukose oder Milchsäure, in Biogewebe, mit einer im Subkutangewebe (10) implantierbaren, über eine Perfusatleitung (12) mit einem Perfusatstrom beaufschlagbaren Mikro dialysesonde (18), einer den mit dem Metaboliten angereicherten Perfusatstrom als Dialysatstrom von der Mikro dialysesonde (18) abführenden Dialysatleitung (14), und einer vorzugsweise extrakorporal angeordneten, mit der Dialysatleitung (14) verbundenen Meßanordnung (28), dadurch gekennzeichnet, daß die Dialysatleitung (14) oder/und Perfusatleitung (12) aus einem Enzymlösungsreservoir (24) mit einer Enzymlösung (38) beaufschlagbar ist, und daß die Meßanordnung (28) einen zur Bestimmung der Konzentration des unter der Einwirkung des Enzyms (84) oxidierbaren Metaboliten ausgebildeten Meßsensor (26) aufweist.

13. Anordnung nach Anspruch 12, gekennzeichnet durch einen mit dem Enzymlösungsreservoir (24) verbundenen, stromauf des Meßsensors (26) an einer Mischstelle (20) gemeinsam mit der Dialysatleitung (14) in eine zu dem Meßsensor (26) führende Meßdialysatleitung (15) mündenden Zuführkanal (22).

14. Anordnung nach Anspruch 12 oder 13, gekennzeichnet durch eine in der Perfusatleitung (12) angeordnete, eingangsseitig mit einem Perfusatreervoir (32) und ausgangsseitig mit der Mikro dialysesonde (18) kommunizierende, einen konstanten Perfusatstrom erzeugende erste Fördereinheit (34).

15. Anordnung nach einem der Ansprüche 12 bis 14, gekennzeichnet durch eine stromab der Mischstelle (20) vor oder nach dem Meßsensor (26) angeordnete, einen aus dem Dialysatstrom und der an der Mischstelle (20) dem Dialysatstrom zuströmenden Enzymlösung (38) gebildeten, konstanten Meßdialysatstrom fördernde zweite Fördereinheit (36).

16. Anordnung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Förderleistung der zweiten Fördereinheit (36) größer, vorzugsweise doppelt so groß wie die Förderleistung der ersten Fördereinheit (34) ist.

17. Anordnung nach einem der Ansprüche 14 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die erste und zweite Fördereinheit (34, 36) jeweils als Dosierpumpe, vorzugsweise als Rollendosierpumpe oder Kolbenpumpe ausgebildet sind.

18. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die erste und zweite Fördereinheit (34, 36) als in der Perfusat- und Meßdialysatleitung (12, 15) angeordnete, durch einen gemeinsamen Rollkolben zusammendrückbare Pumpschläuche einer einzelnen Rollendosierpumpe (48) ausgebildet sind.

19. Anordnung nach einem der Ansprüche 12 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß der in eine Durchflußkammer (16) der Meßdialysatleitung (15) eingreifende, für amperometrische Messungen ausgebildete Meßsensor (26) eine vorzugsweise aus Platin oder Gold bestehende Meßelektrode (66) und eine der Meßelektrode (66) benachbarte, vorzugsweise aus Silber oder Edelstahl bestehende Vergleichselektrode (64) aufweist.

20. Anordnung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der Meßsensor (26) eine die Elektroden (64, 66) vom Meßdialysatstrom trennende, zweckmäßig auswechselbare semipermeable Schutzmembran (74) aufweist.

21. Anordnung nach einem der Ansprüche 12 bis 20, gekennzeichnet durch eine die Temperatur in der Durchflußkammer (16) auf einen vorzugsweise 29°C betragenden Vorgabewert einregelnde Temperaturregeleinrichtung.

22. Anordnung nach einem der Ansprüche 12 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß in der Dialysatleitung (14) ein bei Rückströmung von Meßdialysat in Richtung der Mikro dialysesonde (18) selbsttätig sperrendes Rückschlagventil angeordnet ist.

23. Anordnung nach einem der Ansprüche 12 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß die zweckmäßig tragbare Meßanordnung (28) eine das Meßsignal des Meßsensors (26) aufnehmende und daraus mit der Konzentration des Metaboliten im Gewebe (10) korrelierte digitale Einzeldaten generierende, vorzugsweise mikroprozessorgesteuerte Auswertelektronik (82) aufweist.

24. Anordnung nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßanordnung (28) ein die Einzeldaten in kontinuierlichen Zeitabständen abspeicherndes Speichermedium (80) und ein die Einzeldaten anzeigendes, vorzugsweise als LCD-Anzeige ausgebildetes Anzeigemittel (78) umfaßt.

25. Verwendung des Verfahrens sowie der Anordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche vorzugsweise in Kombination mit einem automatisch arbeitenden Insulin-Infusionsmittel zum Ausgleich diabetischer Defekte bei zuckerkranken Patienten, wobei eine Steuerung der Insulingabe nach Maßgabe der im Körpergewebe des Patienten bestimmten Glukosekonzentration erfolgt.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

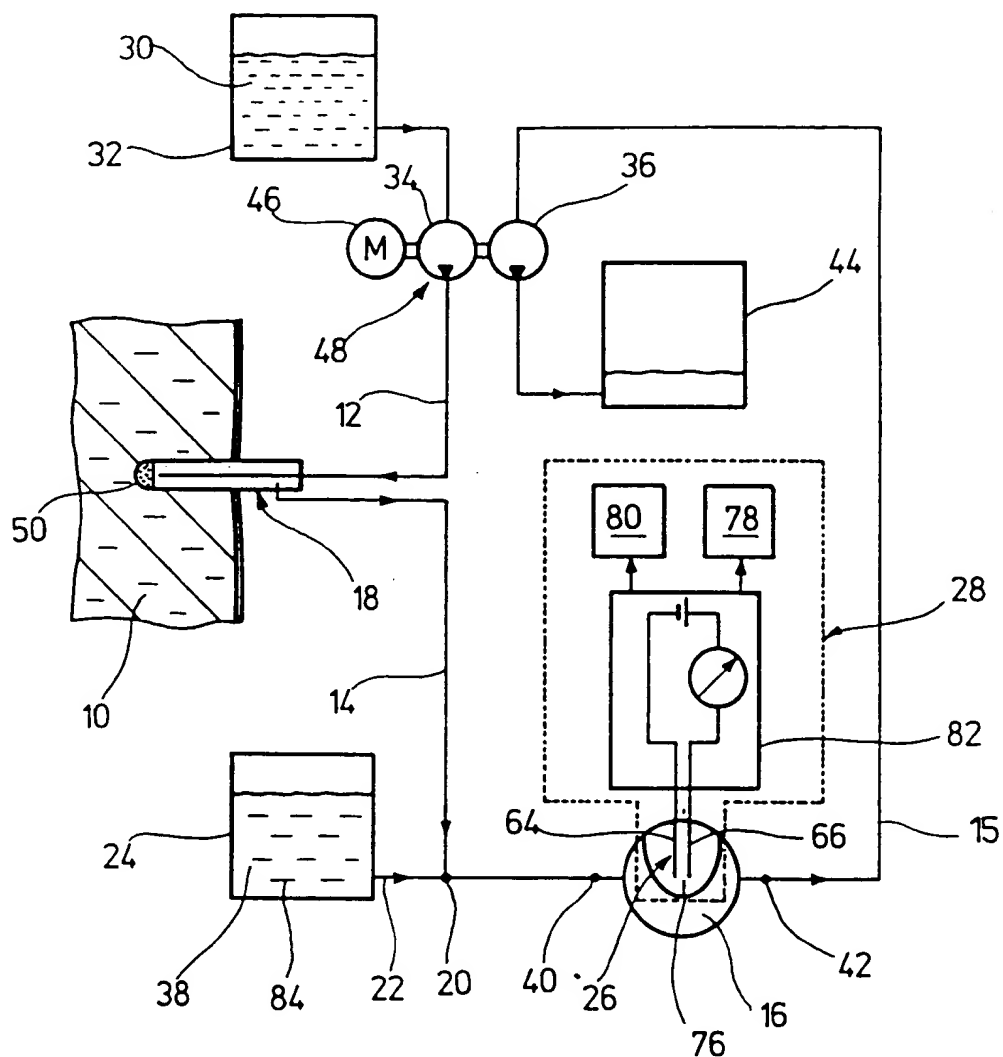


Fig. 1

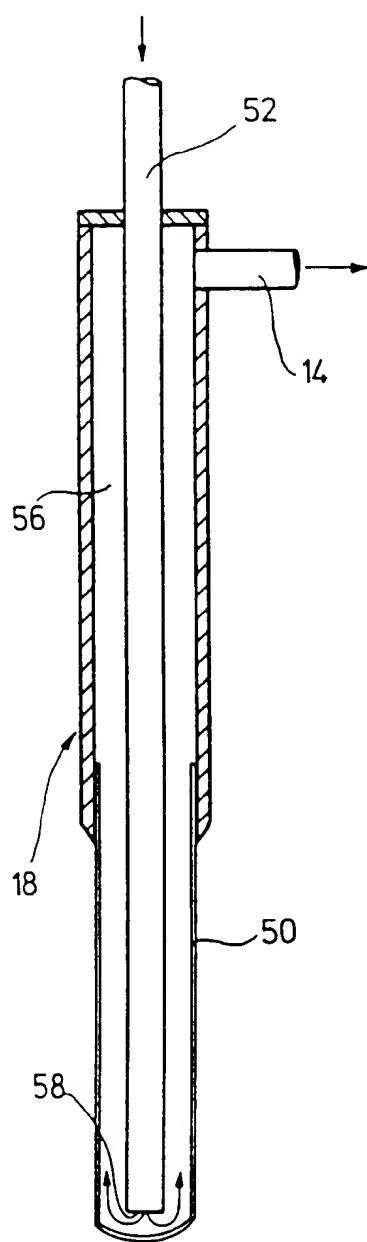


Fig. 2

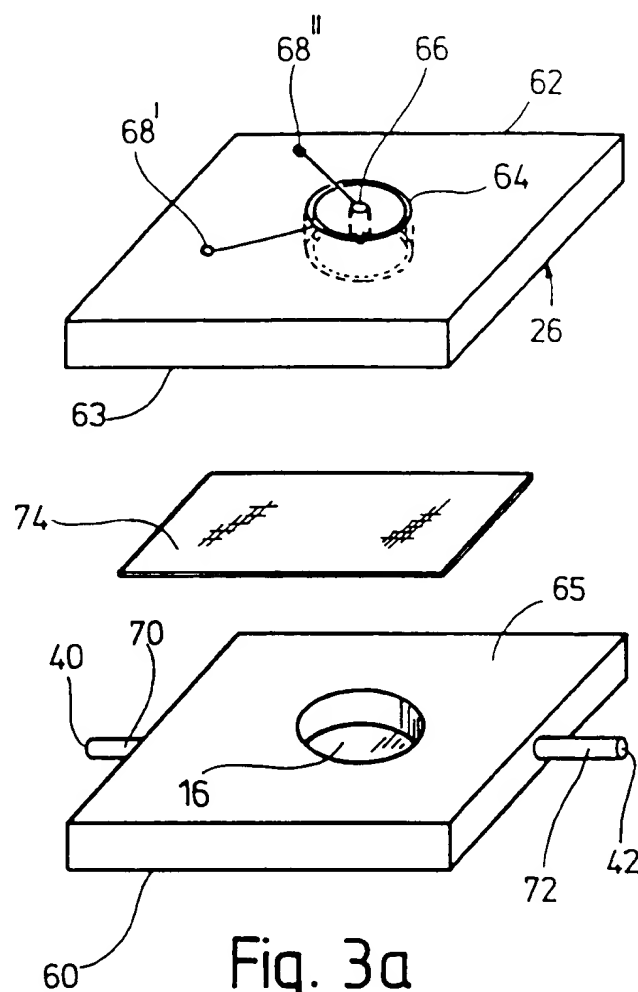


Fig. 3a

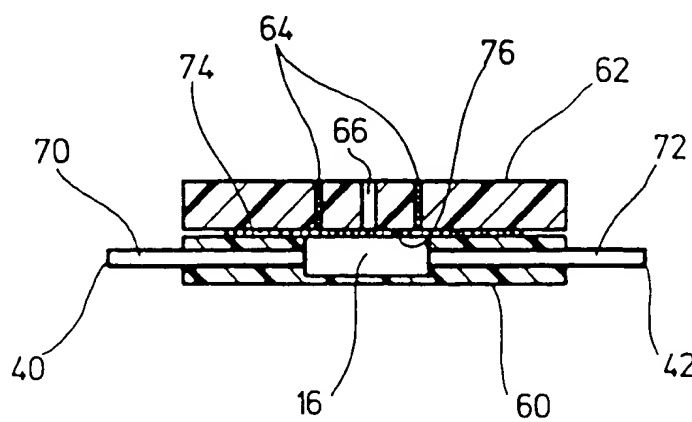


Fig. 3b